

ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIERÍA INFORMÁTICA
INGENIERÍA DE LA SALUD

**CARACTERIZACIÓN DEL COMPORTAMIENTO
BIOMECÁNICO DE LOS COMPONENTES TENDINOSOS,
APONEURÓTICOS Y FIBRAS MUSCULARES DE MÚSCULOS
HUMANOS A PARTIR DE MODELOS MATEMÁTICOS 3D**

**CHARACTERIZATION OF THE BIOMECHANICAL
BEHAVIOUR OF THE TENDINOUS AND APONEUROTIC
COMPONENTS AND MUSCLE FIBRES OF HUMAN
MUSCLES USING MATHEMATICAL 3D MODELS**

Realizado por
Sofía Ahufinger Cabrera

Tutorizado por
Víctor Manuel Smith Fernández

Departamento
**Dpto. de Anatomía Humana, Medicina Legal e Historia de la
Ciencia**

UNIVERSIDAD DE MÁLAGA
MÁLAGA, JUNIO DE 2017

Fecha defensa:
El Secretario del Tribunal

Resumen:

Objetivos: Se pretende desarrollar una metodología que permita la obtención de modelos de músculos humanos a partir de una ecografía. Por otro lado se pretende emplear dicho modelo para realizar una simulación que ponga de manifiesto su utilidad para evaluar las posibles causas de las patologías más comunes.

Material y método: Para la obtención de los modelos se ha empleado un equipo de ecografía, el software de procesamiento de imágenes Fiji-ImageJ y el software de CAD, SolidWorks. Por otro lado, para realizar la simulación se ha empleado SolidWorks, aproximando el comportamiento del músculo al de un material hiperelástico según el modelo de Mooney-Rivlin.

Resultados: Se ha obtenido un modelo anatómicamente correcto del músculo recto femoral con sus respectivos componentes. Se ha obtenido una gráfica de distribución de tensiones en el músculo y una gráfica de deformaciones sufridas por el mismo cuando se ve sometido a una fuerza de tracción.

Conclusiones: Es posible obtener modelos realistas de músculos utilizando para ello una ecografía. Dichos modelos pueden emplearse para llevar a cabo estudios y simulaciones biomecánicas, que contando con una técnica de coste y tiempo reducido podría convertirse en una herramienta diagnóstica rutinaria.

Palabras clave: Elementos finitos, recto femoral, ecografía, músculo, tendón, modelo, simulación, Solidworks, ImageJ, biomecánica

Abstract:

Objective: It is intended to develop a method to obtain human muscle models using ultrasonography images. It is also intended to use such model to carry out a simulation to show its utility to evaluate the possible causes of the most common related diseases.

Material and method: An ultrasonography system was used to create the models as well as the image processing software Fiji-ImageJ and the CAD software, SolidWorks. SolidWorks was also used to carry out the simulation, approaching the muscle behaviour as an hyperelastic material according to a Mooney-Rivlin model.

Results: An anatomically correct model of the rectus femoris with its components was obtained. A graphic of the stress distribution and a graphic of the strains suffered by the muscle under a traction force was also obtained.

Conclusions: It is possible to obtain realistic models of muscles using ultrasonography images. Such models can be used to carry out biomechanical studies and simulations. It may be possible to use it as a ordinary diagnostic tool, using a cheap and fast method.

Key words: Finite elements, rectus femoris, ultrasonography, muscle, tendón, model, simulation, SolidWorks, ImageJ, biomechanics

Índice general

1. Introducción	7
1.1. Motivación	7
1.2. Estado del arte	7
1.2.1. El tejido muscular	8
Arquitectura del músculo	10
Contracción del músculo estriado	10
Tipos de participación muscular	10
1.2.2. Músculo Recto Femoral	11
2. Objetivos	13
3. Metodología y tecnologías empleadas	15
3.1. Obtención de la superficie de los componentes musculares	15
3.1.1. Fiji-ImageJ	16
3.1.2. Meshlab	18
3.2. Obtención del modelo sólido	19
3.2.1. Importación con ScanTo3D	20
3.2.2. Recubrir splines	20
3.2.3. Ensamblaje	21
3.3. Definición de materiales	22
3.4. Ejemplo de simulación por elementos finitos con SolidWorks	22
3.4.1. Tipo de estudio	22
3.4.2. Contactos entre componentes	23
3.4.3. Sujeciones	23
4. Resultados	25
5. Discusión	31
5.1. Limitaciones del estudio	32
5.2. Desarrollo futuro	33
6. Conclusiones	35

Índice de figuras

1.1. Tipos de músculos en el cuerpo humano.	9
1.2. Distintas bandas que se diferencian en el sarcómero.	9
1.3. Arquitectura del músculo esquelético.	10
1.4. Deslizamiento de los filamentos de actina sobre el filamento grueso de miosina para la contracción muscular.	11
1.5. Localización del recto femoral en el cuerpo humano.	12
1.6. Orientación de las fibras en el recto femoral (bipennado).	12
3.1. Trazado de una línea guía sobre el muslo de la voluntaria para la adquisición de las imágenes ecográficas.	15
3.2. Ejemplo de imagen ecográfica donde se muestra la escala.	16
3.3. El músculo del que se desea obtener la superficie debe encontrarse siempre dentro de la ROI definida.	17
3.4. Ejemplo de fotograma del archivo .tiff donde se ha recortado el músculo Recto Femoral, eliminando el resto de la imagen.	17
3.5. Ejemplo de fotograma del archivo .tiff en el que se ha realizado la umbralización de los tendones.	18
3.6. Superficie del músculo obtenida con el plugin 3D Viewer y exportada como archivo .STL.	18
3.7. Superficie de los tendones exportada desde Fiji con ruido.	19
3.8. Ejemplo de plano con las curvas que delimitan la superficie del músculo y los tendones	20
3.9. Planos creados a lo largo del músculo en .STL para el trazado de las curvas.	21
3.10. Proceso de recubrimiento de las splines que determinan el contorno del músculo.	21
3.11. Músculo mallado con sujeciones y fuerzas aplicadas.	23
4.1. Sólido del músculo completo generado con la operación Recubrir". . .	25
4.2. Sólido del músculo completo con las superficies generadas para ambos tendones.	26
4.3. Vista superficial del sólido del tendón de inserción.	26
4.4. Vista de la superficie miotendinosa del sólido del tendón de inserción. .	27
4.5. Vista superficial del sólido del tendón de origen.	27
4.6. Vista de la superficie miotendinosa del sólido del tendón de origen. . .	28
4.7. Sólido del vientre muscular.	28
4.8. Ensamblaje completo del músculo con sus respectivos componentes. .	29
4.9. Distribución de tensiones en el músculo.	30
4.10. Deformaciones sufridas por el músculo.	30

Capítulo 1

Introducción

1.1. Motivación

En la actualidad, es sabido que ciertos músculos son más propensos a sufrir lesiones que otros. En la mayoría de los casos estas lesiones están provocadas por los esfuerzos a los que el tejido muscular está sometido de forma habitual, pero no existe una explicación exacta de cómo es el proceso por el cuál se produce la lesión ni de por qué algunos músculos son más propensos a sufrirlas que otros (Garret, 1995). Esta situación conlleva una baja eficacia de los tratamientos disponibles, al no conocer las causas subyacentes de dichas lesiones.

La biomecánica nos ofrece diversas técnicas que nos permiten caracterizar las estructuras de interés y estudiarlas desde el punto de vista de la ingeniería, lo cual unido a la perspectiva médica, proporciona explicaciones mecánicas de las patologías de interés.

Por otro lado, la obtención de modelos computacionales, permite realizar diversas simulaciones y estudios sin necesidad de contar con ejemplares cadavéricos o animales, lo cuál es importante desde el punto de vista de la gestión de recursos y del estudio de patologías en personas vivas.

Por estos motivos, la obtención de modelos computacionales de los distintos músculos, en este caso del Recto Femoral, puede aportar información sobre la distribución de cargas y cómo afecta a la aparición de sus lesiones más características, con el objetivo de ofrecer nuevas opciones en el diseño o mejora de tratamientos y prótesis.

1.2. Estado del arte

La geometría del músculo juega un papel fundamental en su comportamiento y por tanto en la forma en la que se producen las lesiones. Algunos músculos presentan mayor propensión a sufrir daños que otros y ciertos estudios indican que esto podría ser debido a esfuerzos localizados que sufren determinadas regiones del músculo y que superan un determinado umbral (Rehorn & Blemker, 2010). Se ha observado que las lesiones son más frecuentes cuando el músculo se ve sometido a tracción, no solo por las tensiones que se producen al contraerse (Garret, 1995) y que además, la gra-

vedad de la lesión está relacionada con la magnitud del alargamiento (Lieber & Friden, 1993).

Los estudios llevados a cabo a partir de modelos computacionales han permitido conocer mejor las causas que dan lugar a distintas lesiones musculares y a partir de ello progresar en las aplicaciones clínicas relacionadas (Blemker & Delp, 2005). Sin embargo, los modelos computacionales desarrollados cuentan con numerosas limitaciones, debidas entre otros factores, a la dificultad de modelar con fidelidad las características del músculo como material.

En diversos estudios llevados a cabo mediante simulaciones de elementos finitos, los modelos utilizados son simplificaciones que emplean figuras geométricas sencillas (Siebert et al., 2015).

Por otro lado, para la elaboración del modelo 3D, en dichos estudios se emplean equipos de Resonancia Magnética o TAC y diversos softwares de pago para el procesamiento de imágenes y reconstrucción de las superficies (Zöllner et al., 2012). Por lo que resulta un enfoque innovador la obtención del modelo a partir de la ecografía.

El funcionamiento del músculo y su comportamiento depende de múltiples variables que actúan a la vez. Por este motivo, el modelado de sus propiedades mecánicas tiene una elevada complejidad, dificultando la predicción de su respuesta.

En los estudios en los que se busca simular las distintas contracciones, es clave predecir en cierta forma la fuerza que podría generar el músculo. Las dos teorías experimentales que suelen utilizarse principalmente en el desarrollo de modelos matemáticos de músculos, son los modelos de Hill y Huxley. La principal diferencia entre ambos es la escala a la que predicen la producción de fuerzas. Además, el modelo de Hill es un modelo empírico, mientras que el de Huxley es un modelo mecánico.

El modelo de Huxley se basa en la probabilidad de que se produzcan los puentes entre la actina y la miosina (Huxley, 2000); mientras que el modelo de Hill se basa en los experimentos realizados sobre un músculo sartorio de rana sometido a distintas cargas (Hill, 1938). En los últimos años se han desarrollado nuevos modelos más específicos para modelar los distintos tipos de músculos, como es el caso de modelo dinámico bipennado de la unidad músculo-tendón (Van Leeuwen, 1992).

Sin embargo, existen otros estudios en los que se aproximan las características mecánicas del músculo como material hiperelástico. Uno de los modelos más empleados es el de Mooney-Rivlin (DeFrate & Li, 2006). Dicho modelo permite caracterizar materiales hiperelásticos mediante una función de densidad de energía de deformación.

1.2.1. El tejido muscular

El músculo representa el motor que actúa sobre el par cinemático constituido por los dos segmentos óseos unidos. El tejido muscular está compuesto por unidades contráctiles que permiten, en general, el movimiento del cuerpo. Los músculos pueden clasificarse como músculo estriado esquelético, estriado cardíaco y liso. Además de

la clasificación mencionada, pueden clasificarse también como voluntarios o involuntarios.

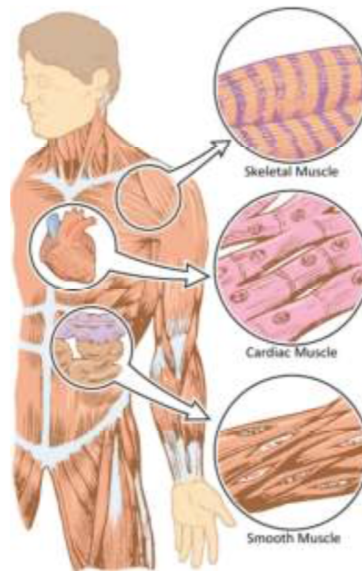


Figura 1.1: Tipos de músculos en el cuerpo humano.

Este estudio estará centrado en el músculo estriado esquelético, que son músculos voluntarios que se insertan a través de tendones (tejido conectivo) al sistema óseo.

Este tipo de músculo es conocido también como estriado. Ésto es debido a que a lo largo de la fibra muscular (en la siguiente sección se explicará la arquitectura del músculo) existe un patrón de bandas que se clasifican en función de su anchura: Banda H (en el centro) y banda A, más ancha y que acaba a cada lado con otra banda llamada Línea o Disco Z. Dos discos Z delimitan un sarcómero, que es la unidad estructural y funcional mínima. Dentro del sarcómero encontraremos una banda H, una banda A y una línea M en medio de la banda H. La diferencia de color se debe a que las bandas más oscuras son las bandas A, que contrastan con el resto.

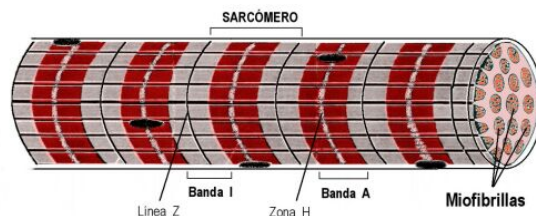


Figura 1.2: Distintas bandas que se diferencian en el sarcómero.

Arquitectura del músculo

El músculo es una unidad funcional constituida por un vientre muscular central (que corresponde al elemento contráctil) y dos tendones de inserción (que corresponde a una unidad elástica en serie) que transmiten la tensión a las estructuras esqueléticas que constituyen el par cinemático. Las capas de tejido conectivo: epimisio, perimisio y endomisio, establecen una continuidad directa con los tendones de inserción; mientras que las fibras musculares se unen a los tendones de inserción por yuxtaposición, aumentando la superficie de contacto mutua mediante digitaciones.

A menor escala, el músculo está compuesto por fascículos musculares empaquetados por una capa de tejido conectivo llamada epimisio. Cada fascículo está compuesto por fibras agrupadas por una capa de tejido conectivo llamada perimisio. A su vez, cada fibra muscular está rodeada de endomisio y está compuesta por miofibrillas contráctiles. El citoplasma de las fibras musculares es llamado sarcoplasma y se llama sarcolema a la membrana plasmática. Todo ello puede observarse en la Figura 1.3.

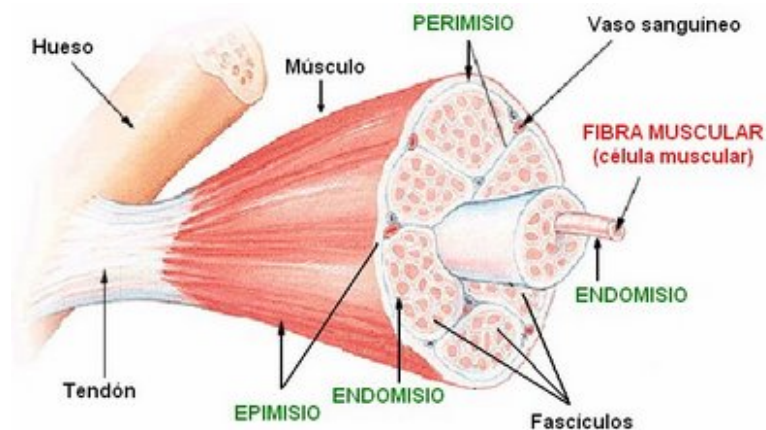


Figura 1.3: Arquitectura del músculo esquelético.

Contracción del músculo estriado

La contracción muscular obedece a la Teoría de los filamentos deslizantes de Huxley (Huxley y Simmons, 1971) o Teoría del deslizamiento, que a su vez obedece a la Ley del todo o nada, es decir, en una fibra muscular la contracción se produce o no se produce, afectando a todas sus miofibrillas por igual.

Un sarcómero puede contraerse o relajarse. Las bandas A corresponden a un solapamiento de actina que rodean a un solo filamento de miosina. Cuando un sarcómero se contrae, los filamentos de actina que están unidos a los discos Z se desplazan sobre el filamento grueso de miosina. El filamento de miosina no se mueve, los que se acercan son los filamentos de actina.

Tipos de participación muscular

Por un lado tenemos los tres tipos principales de contracción, que son los siguientes:

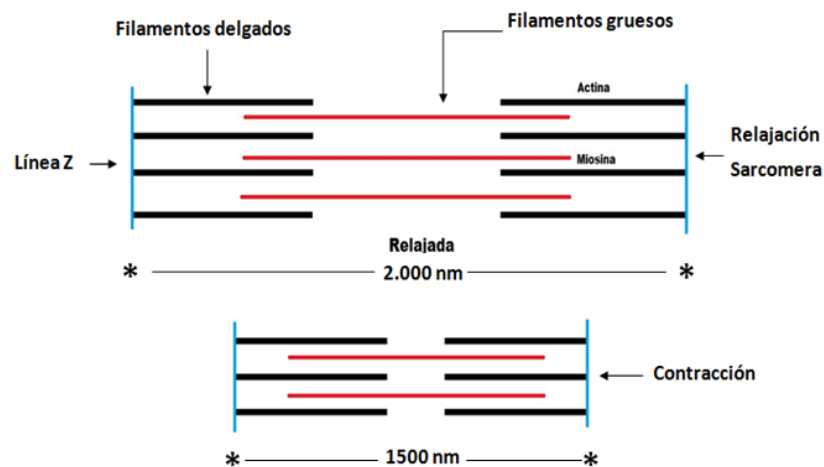


Figura 1.4: Deslizamiento de los filamentos de actina sobre el filamento grueso de miosina para la contracción muscular.

- **Excéntrica:** Son contracciones en las que varía la longitud del músculo provocando su alargamiento. Dicho alargamiento es provocado por la fuerza a la que está sometido el músculo cuando ésta es mayor que la tensión ejercida por el músculo.
- **Concéntrica:** Son contracciones en las que varía la longitud del músculo provocando un acortamiento del mismo. Dicho acortamiento ocurre cuando la tensión que genera el músculo es capaz de vencer a la fuerza a la que está sometido.
- **Isométrica:** Son aquellas contracciones en las que la longitud del músculo no varía, es decir, el músculo permanece estático. En este tipo de contracciones el músculo produce una tensión continua, de forma que ni se acorta ni se alarga.

Por último, es importante reseñar la propiedad elástica de un músculo, que le hace soportar tensión simplemente por el estiramiento pasivo del mismo. Tensión que será soportada por su vientre muscular, por sus capas de tejido conjuntivo (epimisio, perimisio y endomisio) y por sus tendones de inserción.

1.2.2. Músculo Recto Femoral

El ejemplo en el que se va a centrar este trabajo es el músculo recto femoral o anterior. El recto femoral es uno de los músculos que conforman el cuádriceps y su función es por un lado, permitir la flexión de cadera, mientras que sobre la rodilla realiza una extensión pura. Por este motivo se dice que es un músculo biarticular, es decir, que actúa sobre dos articulaciones distintas.

Este músculo va desde la pelvis hasta la tibia, donde se inserta en la rótula o patela. Tiene dos tendones de inserción proximal: una cabeza directa, superficial al vientre muscular, que se encuentra insertada en la espina iliaca anterio-inferior y una cabeza indirecta, profunda, que se inserta en la cápsula articular de la articulación de la cadera y borde superior del acetábulo, extendiéndose por el espesor del vientre muscular.

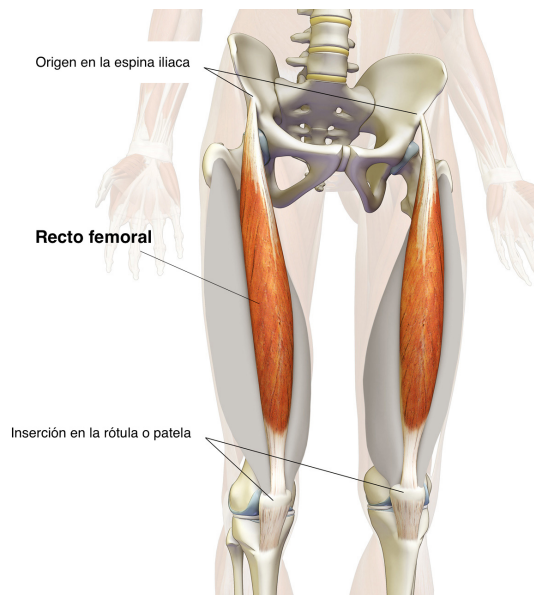


Figura 1.5: Localización del recto femoral en el cuerpo humano.



Figura 1.6: Orientación de las fibras en el recto femoral (bipennado).

En el extremo distal, un tendón profundo al vientre muscular se inserta en la rótula o patela mediante el tendón rotuliano. A partir de la rótula, se inserta en la tuberosidad de la tibia también mediante el tendón rotuliano.

Respecto a la orientación de sus fibras, se trata de un músculo bipennado, es decir, está formado por fascículos oblicuos y laterales al tendón.

Las lesiones de este músculo son muy comunes, especialmente en deportistas. Se producen comunmente en la unión miotendinosa distal y provocan dolor, además de no permitir la completa extensión de la rodilla. Además, en casos de parálisis cerebral, el recto femoral tiene una estrecha implicación en la rigidez de rodilla asociada a dicha parálisis (Desailly et al., 2011). Distintos estudios llevan a cabo experimentos sobre ejemplares cadavéricos o bien realizan mediciones con electrodos antes y después de distintos tipos de cirugía para evaluar su comportamiento (Asakawa et al., 2004).

Capítulo 2

Objetivos

El propósito de este estudio será ofrecer una metodología de bajo coste, para la obtención de modelos 3D fieles a la anatomía real de los distintos componentes musculares. Dichos modelos 3D podrán ser utilizados para realizar distintas simulaciones sometiéndolo a cargas de tracción. A partir de un análisis de los resultados obtenidos se podrán buscar relaciones y cómo o dónde se producen las lesiones más típicas en dicho músculo. En resumen, los objetivos que se persiguen son:

- Describir una metodología sencilla para la obtención de modelos 3D anatómicamente realistas.
- Realizar un ejemplo de simulación mediante elementos finitos con SolidWorks.
- Encontrar una relación entre los resultados obtenidos en la simulación y las lesiones más comunes.

Capítulo 3

Metodología y tecnologías empleadas

3.1. Obtención de la superficie de los componentes musculares

Para la obtención de las superficies de los distintos componentes musculares, el equipo utilizado fue un ecógrafo de la marca General Electric modelo LOGIQ P6 con una sonda lineal matricial modelo ML 6-15. La prueba fue realizada a una voluntaria sana. Sobre el muslo fue trazada una línea recta a modo de guía, formada por distintas marcas equidistantes a 1 cm. Sobre ella se realizó un barrido continuo (sin levantar la sonda) para una mayor precisión en la adquisición, evitando rotaciones. Las imágenes obtenidas fueron exportadas en formato vídeo para su posterior procesado.

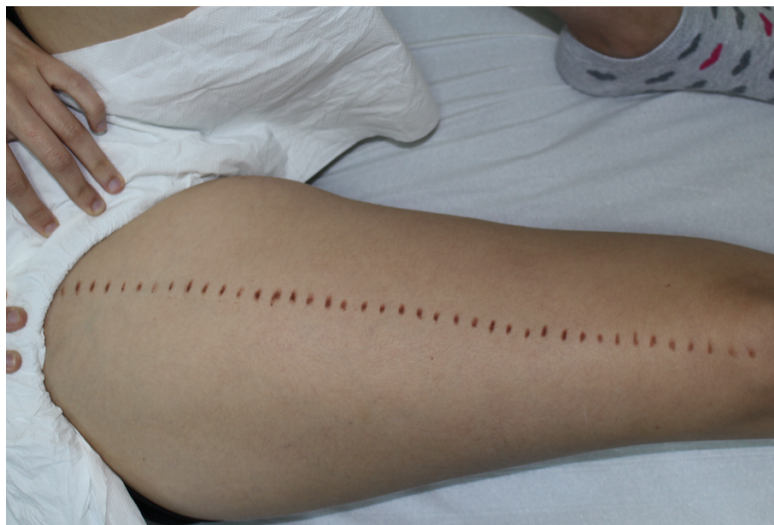


Figura 3.1: Trazado de una línea guía sobre el muslo de la voluntaria para la adquisición de las imágenes ecográficas.

3.1.1. Fiji-ImageJ

Fiji es un paquete de procesamiento de imágenes que además del programa ImageJ, contiene sus plugins. ImageJ es un software de código abierto (gratuito) implementado en Java, destinado al procesamiento de imágenes científicas (obtención de estadísticas, realización de transformaciones geométricas, renderización de superficies...). Dicho software es muy empleado en el procesamiento de imágenes médicas y biológicas por todas las utilidades que presenta y la facilidad de desarrollo de nuevas soluciones.

Una vez obtenido el vídeo del equipo ecográfico, se puede importar en Fiji para exportarlo como un archivo .tiff multicapa. Será sobre el archivo .tiff sobre el que se realicen los pasos que se van a detallar a continuación.

En primer lugar le indiqué al programa la escala en la que se iba a trabajar. Para ello, en el vídeo obtenido del ecógrafo, aparece una pequeña escala en la parte superior derecha (Figura 2.2) que se emplea como escala de 1 cm en la imagen, lo que devuelve la equivalencia de 1 cm en píxeles. Dicha operación se realiza con el comando Set Scale del programa.

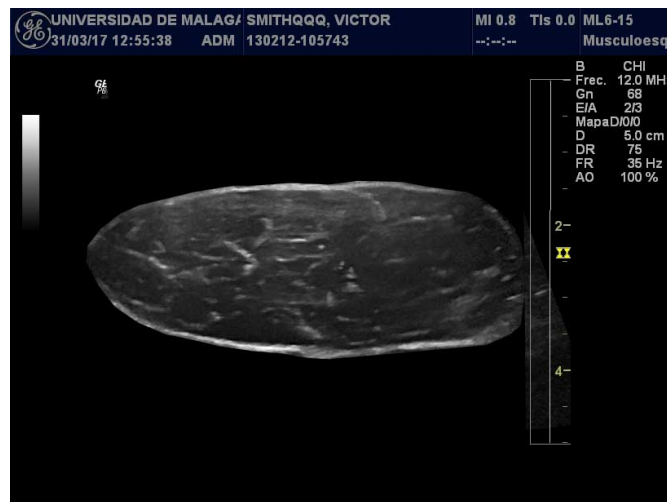


Figura 3.2: Ejemplo de imagen ecográfica donde se muestra la escala.

A continuación, es necesario eliminar de forma general todo aquello de las imágenes adquiridas que no sea de interés. Para ello he utilizado una ROI circular para seleccionar principalmente el músculo de interés, eliminando todo lo que se encuentre fuera de ella. Es importante asegurar que el músculo se encuentra en todos los fotogramas del vídeo dentro de la ROI definida.

Una vez eliminado de forma general todo lo que no corresponde al músculo, es necesario obtener el máximo contraste entre las estructuras. Este paso es importante puesto que en la ecografía se pierde potencia a medida que la onda profundiza en el cuerpo, reduciendo así el contraste. En primer lugar realicé un suavizado y en segundo lugar, una sustracción del fondo. Finalmente realicé una mejora automática del contraste de las imágenes.

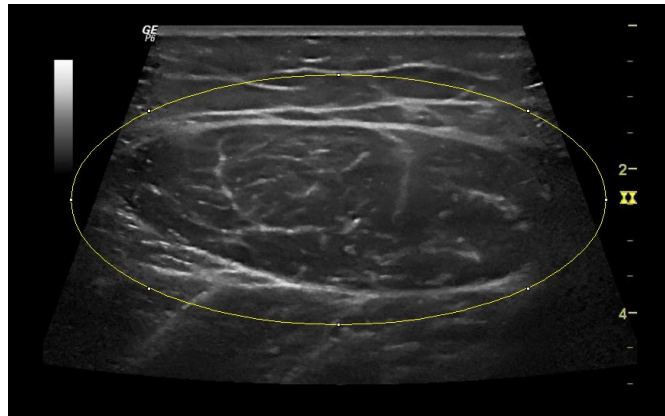


Figura 3.3: El músculo del que se desea obtener la superficie debe encontrarse siempre dentro de la ROI definida.

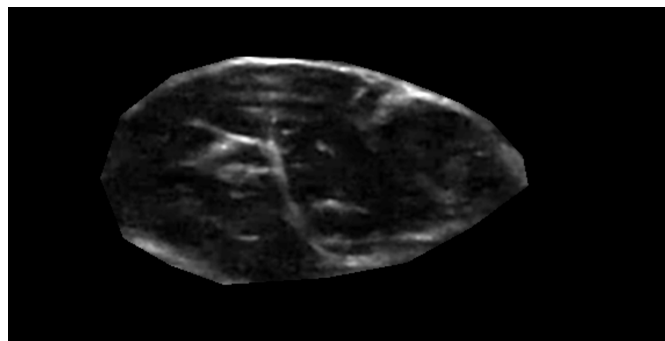


Figura 3.4: Ejemplo de fotograma del archivo .tiff donde se ha recortado el músculo Recto Femoral, eliminando el resto de la imagen.

Es necesario delimitar con mayor precisión el contorno de la estructura de interés. Para ello, tracé manualmente una ROI alrededor de la misma, eliminando todo lo que quedaba fuera de su límite. Este paso es necesario realizarlo manualmente en cada uno de los fotogramas que componen el vídeo.

Tras el paso previo, con todos los fotogramas limpios del resto de estructuras, se umbralizará en función de la estructura a obtener. Para la umbralización es necesario tener en cuenta que los tonos más blancos se corresponen con el tendón, mientras que los tonos más oscuros se corresponden con el vientre muscular.

Una vez realizado el umbralizado de las imágenes, es necesario indicar el tamaño de voxel a emplear. Para ello se tiene en cuenta el número de cortes (fotogramas) del vídeo y el tamaño del músculo, que en este caso es de 40 cm. En este caso he contado con 234 cortes transversales, con una anchura y altura de pixel de 0.0129374 cm y una profundidad de voxel de 0.0754650 cm.

Finalmente, haciendo uso del plugin 3D Viewer, realicé un renderizado de la superficie determinada por la estructura recortada en las imágenes. Una vez realizado el renderizado, se exporta la malla generada como archivo .STL.



Figura 3.5: Ejemplo de fotograma del archivo .tiff en el que se ha realizado la umbralización de los tendones.

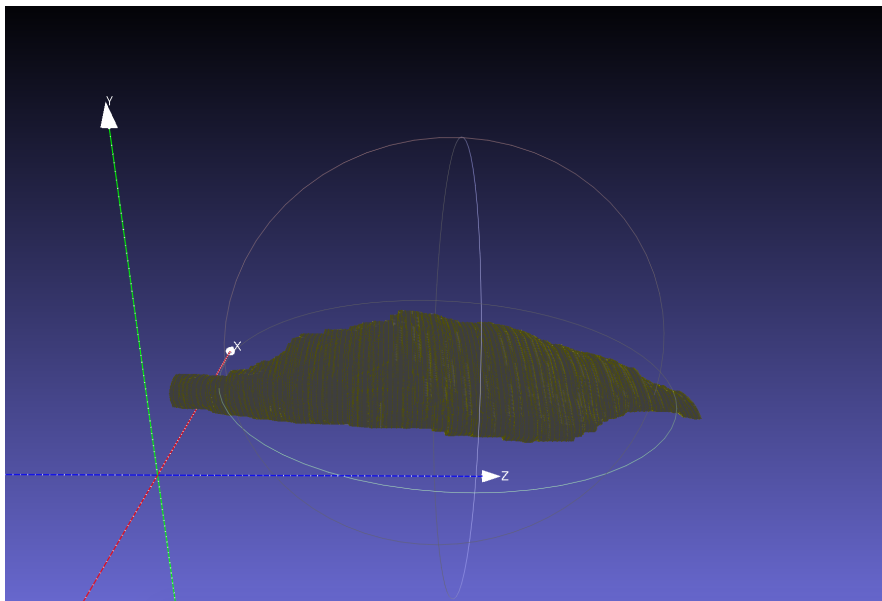


Figura 3.6: Superficie del músculo obtenida con el plugin 3D Viewer y exportada como archivo .STL.

3.1.2. Meshlab

En el caso de la superficie obtenida para los tendones, es necesario realizar un filtrado de la malla para eliminar todo el ruido derivado de la ecografía.

Para ello utilicé el software gratuito de código abierto, Meshlab. Meshlab permite el procesado y la edición de mallas triangulares, como es el caso del archivo .STL.

En primer lugar importé el archivo .STL de la superficie de los tendones obtenido con Fiji, a Meshlab. Una vez en Meshlab eliminé todos aquellos puntos que se encontraban entre ambos tendones sin formar parte de ellos (ruido).

Este paso es fundamental a la hora de poder importar la superficie posteriormente en SolidWorks. Si no se eliminan todas esas pequeñas superficies de ruido, el archivo .STL tendrá demasiadas facetas, haciendo imposible su importación o tomando excesivo tiempo para ello. Por otro lado, a la hora de trazar las curvas para la delimi-

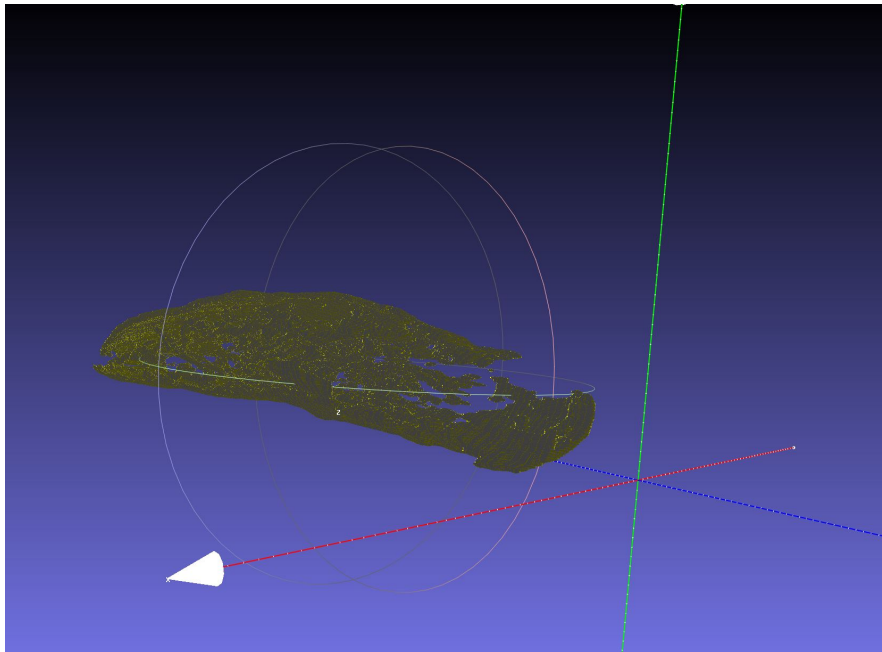


Figura 3.7: Superficie de los tendones exportada desde Fiji con ruido.

tación del modelo, es necesario tener las superficies bien delimitadas para una mayor precisión.

3.2. Obtención del modelo sólido

Para que las formas obtenidas mediante el procesado descrito sean útiles a la hora de realizar la simulación o bien utilizarlas en diversos estudios, es necesario convertir las superficies a sólidos.

El archivo .STL obtenido no es más que una malla triangular que define la superficie de los distintos componentes. Sin embargo, no contiene ningún tipo de información más allá de la geometría.

En este caso he empleado la herramienta de pago SolidWorks, destinado al modelado mecánico en 3D (diseño asistido por ordenador -CAD-). SolidWorks permite el diseño y ensamblaje de piezas a partir de distintas operaciones o bien a partir de una superficie importada, como es el caso.

Además, una vez obtenido el sólido, SolidWorks ofrece la posibilidad de exportar la geometría como un archivo .iges, que puede ser empleado en otro tipo de software de simulación por elementos finitos, como es el caso de Abaqus. Esta posibilidad permite la reutilización del modelo diseñado para otros estudios.

A la hora de obtener el sólido en este software existen dos opciones. Ambas se explican en los siguientes apartados, destacando sus ventajas e inconvenientes.

3.2.1. Importación con ScanTo3D

El programa SolidWorks cuenta con un complemento de pago (Scanto3D), que permite la importación de superficies en archivos de nubes de puntos o bien en archivos .STL. Dicho complemento guía al usuario a través del proceso, donde permite eliminar ruido, simplificar o suavizar superficies y finalmente generar el sólido.

Las ventajas de este método son la facilidad de uso gracias a su interfaz de usuario y proceso guiado. El propio programa indica, cuándo se usa en modo automático, los posibles errores cometidos en la definición de la geometría.

Sin embargo, este método cuenta con diversas desventajas. Por un lado, la licencia del complemento que debe usarse tiene un alto coste. Por otro lado, el sólido generado contiene diversas superficies generadas sin ningún tipo de orden o simetría, lo cual evita que se pueda usar ninguna operación sobre el sólido. Dicho problema hace que sea imposible realizar ningún tipo de ensamblaje o modificación sobre el mismo, resultando muy poco eficiente para el objetivo que se persigue en este trabajo. De cualquier forma, puede resultar de utilidad cuando la geometría que se desee obtener esté compuesta por una única pieza.

3.2.2. Recubrir splines

El método de recubrir splines permite obtener un sólido mediante operaciones propias de SolidWorks, por lo que se pueden realizar posteriores modificaciones y operaciones sin ningún tipo de problema. Aunque se debe recordar que el sólido cuenta con las restricciones derivadas de ser un sólido con una forma irregular.

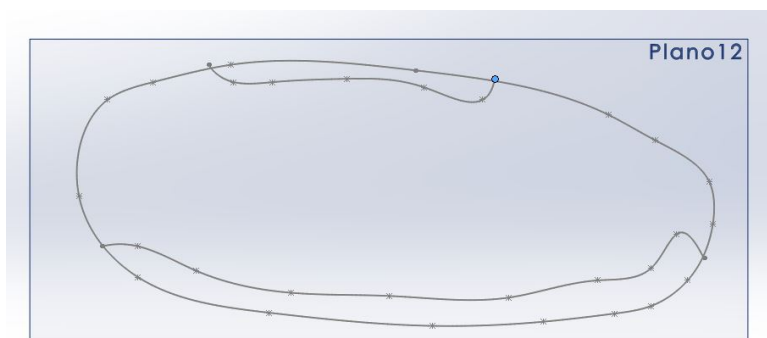


Figura 3.8: Ejemplo de plano con las curvas que delimitan la superficie del músculo y los tendones

El proceso consiste en importar la superficie del archivo .STL y utilizarla como guía para definir varios planos consecutivos que abarquen toda la estructura (Figura 3.6). Realicé un corte por cada uno de los planos, dibujando sobre los mismos las curvas que definían las estructuras de interés (contorno del músculo completo, tendones y vientre muscular) que estaban delimitadas por el archivo .STL.

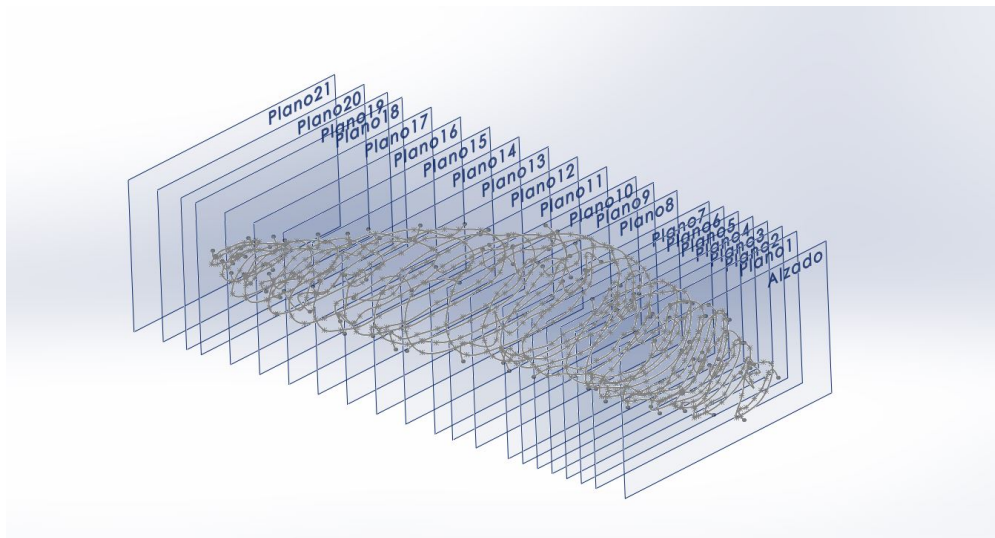


Figura 3.9: Planos creados a lo largo del músculo en .STL para el trazado de las curvas.

Una vez definidas todas las curvas, utilicé la herramienta Recubrir para trazar un perfil alrededor de todas las curvas (splines), generando así el sólido deseado (Figura 3.7).

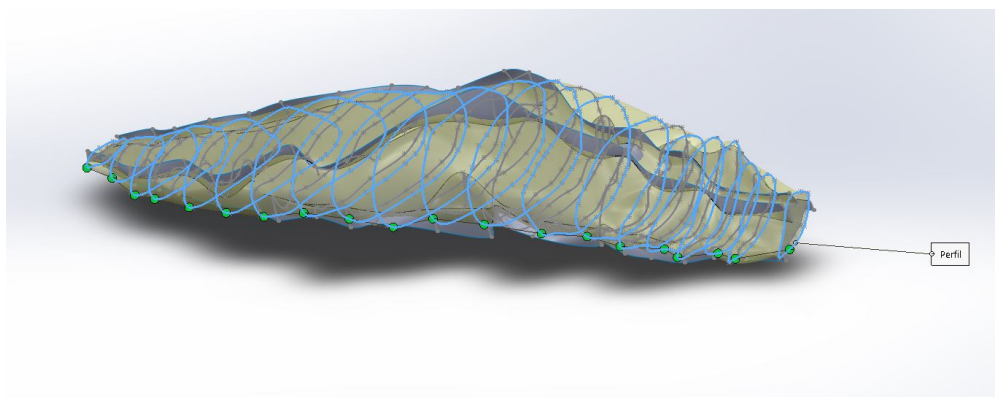


Figura 3.10: Proceso de recubrimiento de las splines que determinan el contorno del músculo.

3.2.3. Ensamblaje

Una vez que se han obtenido todas las piezas que componen el músculo, es necesario ensamblarlas. En este paso es crucial que las superficies de contacto entre todas las piezas coincida exactamente.

Para realizar el ensamblaje se utilizan distintos puntos en común con cada uno de los sólidos, haciéndolos coincidentes para determinar la posición relativa de cada sólido con los demás y finalmente hacer las respectivas caras coincidentes. En este caso he utilizado el vientre muscular como sólido principal y los tendones como sólidos secundarios que se colocan en función de éste.

3.3. Definición de materiales

En este trabajo se estudiará la resistencia del músculo cuando se le somete a una carga de tracción, siendo de especial interés las interfases donde los tendones se unen al vientre muscular.

Puesto que el objeto es evaluar el comportamiento del músculo como material, no se ha realizado una estimación de la fuerza generada por las fibras musculares. En consecuencia se ha considerado que el músculo se encontraba en reposo. Se ha aproximado el comportamiento del músculo como un material hiperelástico con el modelo de Mooney-Rivlin.

El modelo de Mooney-Rivlin tiene en cuenta la no linealidad, la anisotropía, la casi incompresibilidad y la viscoelasticidad del músculo. Los coeficientes de Mooney-Rivlin se calculan experimentalmente y en este caso he utilizado los valores de la bibliografía: coeficiente de Poisson 0.49 N/D, C_1 0.18582 N/mm² y C_2 0.20583 N/mm² (Alapan et al., 2014).

Para el tendón he utilizado un material isotrópico lineal elástico con módulo de Young 168 MPa y un coeficiente de Poisson 0.497 (Wakabayashi et al., 2003).

3.4. Ejemplo de simulación por elementos finitos con SolidWorks

SolidWorks cuenta con distintos módulos, entre los cuales se encuentra Simulation. Simulation permite la realización de simulaciones mediante el método de elementos finitos (tetraédricos o triangulares), para calcular los desplazamientos, deformaciones y tensiones de los distintos componentes sometidos a cargas internas y/o externas.

El método numérico de elementos finitos (FEM en inglés) ofrece aproximaciones a las soluciones de ecuaciones diferenciales que pueden llegar a ser muy complejas. En primer lugar, se realiza un mallado. La malla consiste en una red formada por distintos puntos llamados nodos. Cada superficie, volumen o barra delimitada por los nodos es conocido como elemento finito. El método encuentra la solución exacta a las ecuaciones en los nodos, mientras que para el resto de puntos realiza una interpolación a partir de los resultados de los distintos nodos.

3.4.1. Tipo de estudio

El estudio realizado consiste en la evaluación de la distribución de cargas en el músculo cuando éste está sometido a una fuerza de tracción.

Se trata de un estudio no lineal en el que el músculo estará sometido a una fuerza de tracción de 300N en uno de sus extremos, mientras que en el extremo opuesto estará sujeto.

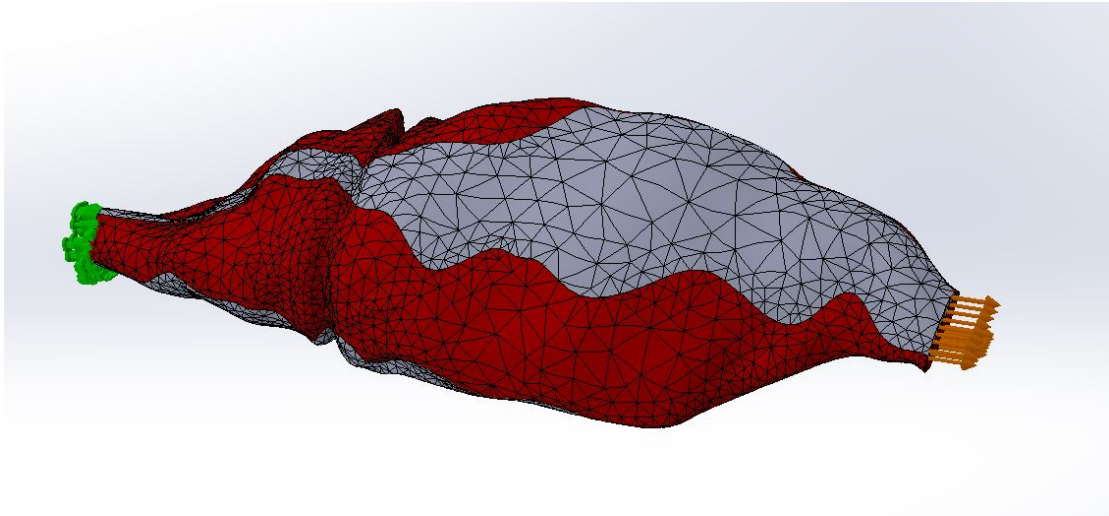


Figura 3.11: Músculo mallado con sujeciones y fuerzas aplicadas.

3.4.2. Contactos entre componentes

Los contactos entre componentes que se han establecido son del tipo unión rígida, de forma que los tendones actuarán a efectos de simulación como si estuviesen unidos al músculo. Este tipo de unión no permite la penetración de un sólido en otro, ni su separación.

El contacto unión rígida se ha especificado para la cara de ambos tendones que está en contacto con el vientre muscular y para las caras del vientre muscular en contacto con dichos tendones.

3.4.3. Sujeciones

La sujeción del músculo se ha realizado mediante geometría fija en las caras de un extremo del músculo. Es decir, el músculo estará fijado por un extremo y por el extremo opuesto se aplicará la fuerza de tracción.

Capítulo 4

Resultados

A partir de las curvas trazadas en los diversos planos, utilizando la herramienta Recubrir, obtuve el modelo 3D del músculo completo, incluyendo los tendones.

Utilizando las curvas trazadas para delimitar la superficie de los tendones en contacto con el vientre muscular, se obtuvieron ambas superficies en 3D (una para cada tendón).

Una vez con el sólido del músculo completo y las dos superficies de los tendones, corté el músculo dividiéndolo en tres piezas distintas, determinando la forma de los dos tendones y el vientre muscular. De esta forma se obtuvieron tres sólidos: un vientre muscular y dos tendones.

Al realizar el ensamblaje de todas las piezas, se obtiene como resultado el músculo completo, con sus partes diferenciadas. Se han diferenciado las distintas partes dándole un color rojizo al vientre muscular y un color gris a los tendones.

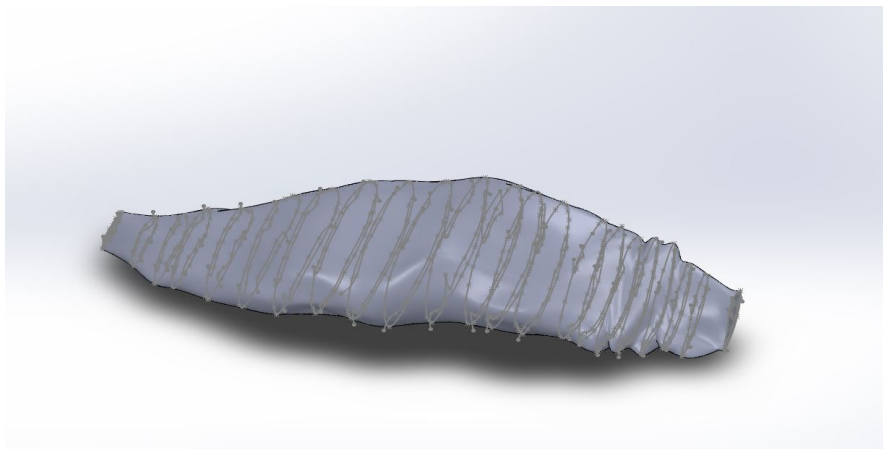


Figura 4.1: Sólido del músculo completo generado con la operación Recubrir".

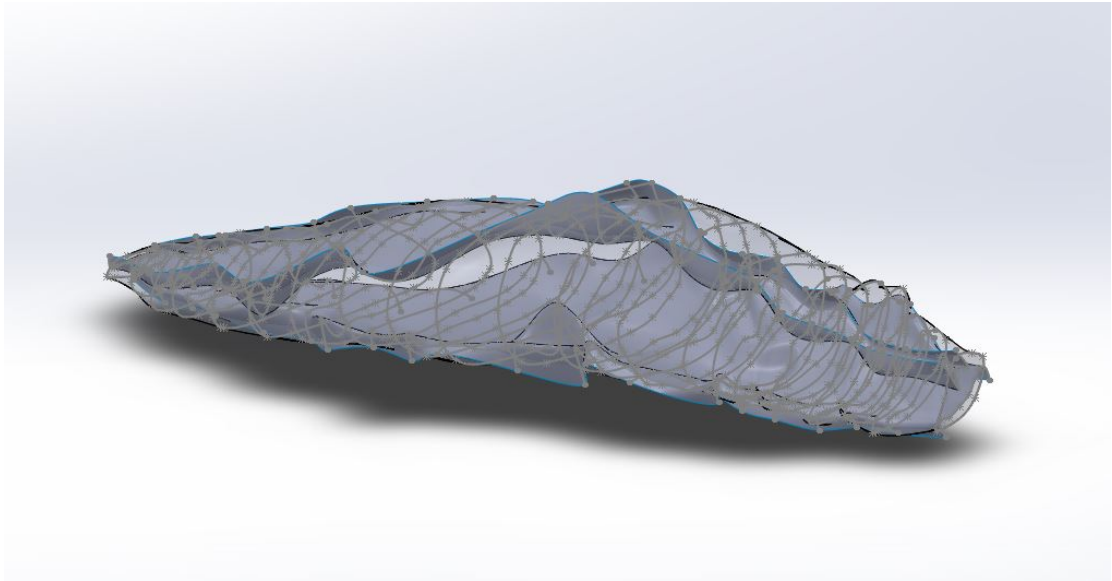


Figura 4.2: Sólido del músculo completo con las superficies generadas para ambos tendones.

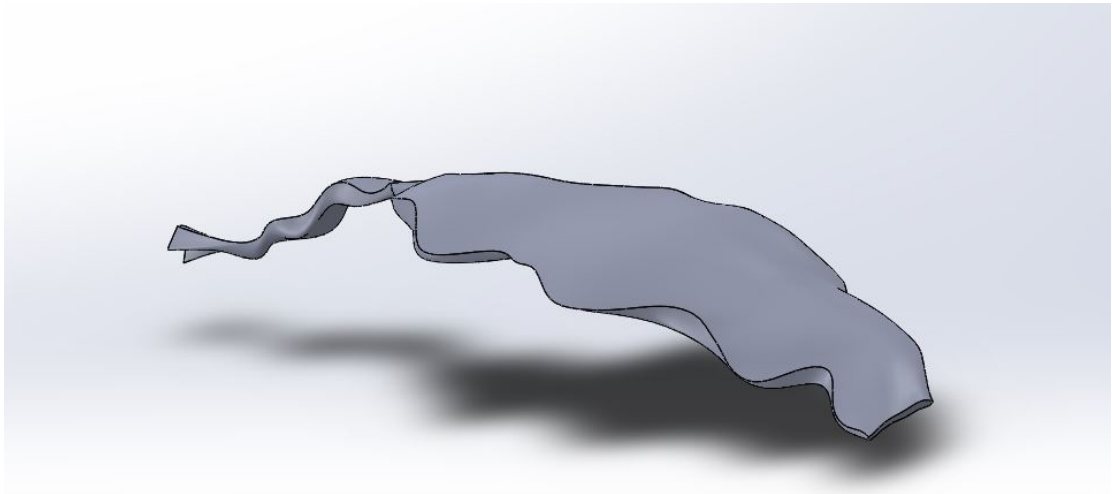


Figura 4.3: Vista superficial del sólido del tendón de inserción.

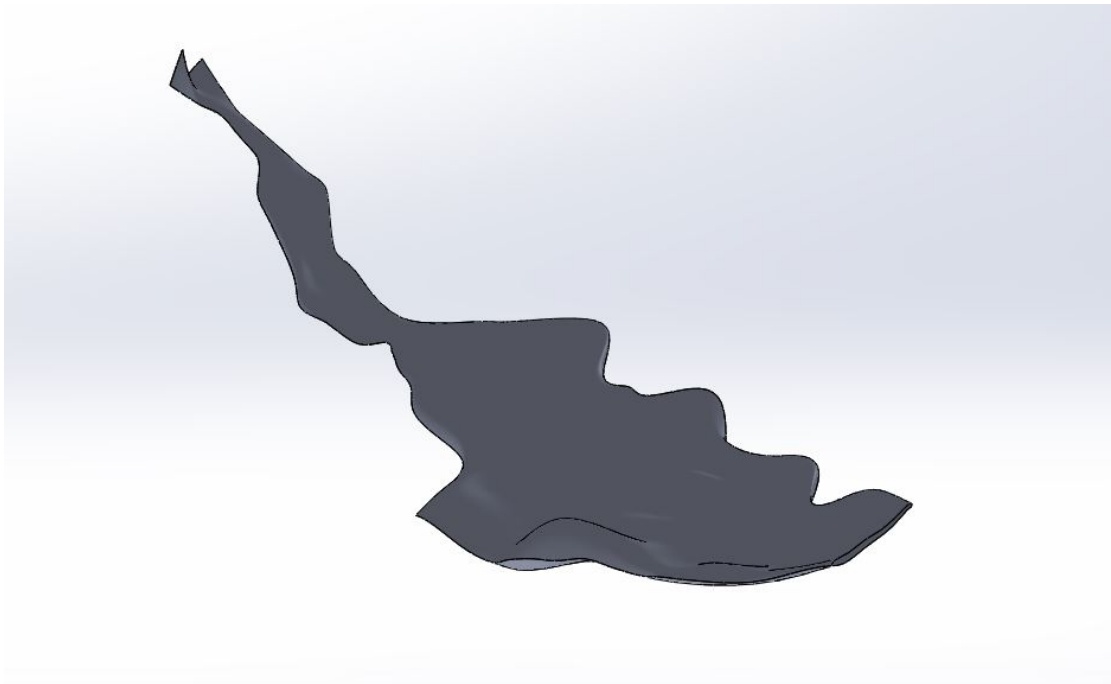


Figura 4.4: Vista de la superficie miotendinosa del sólido del tendón de inserción.

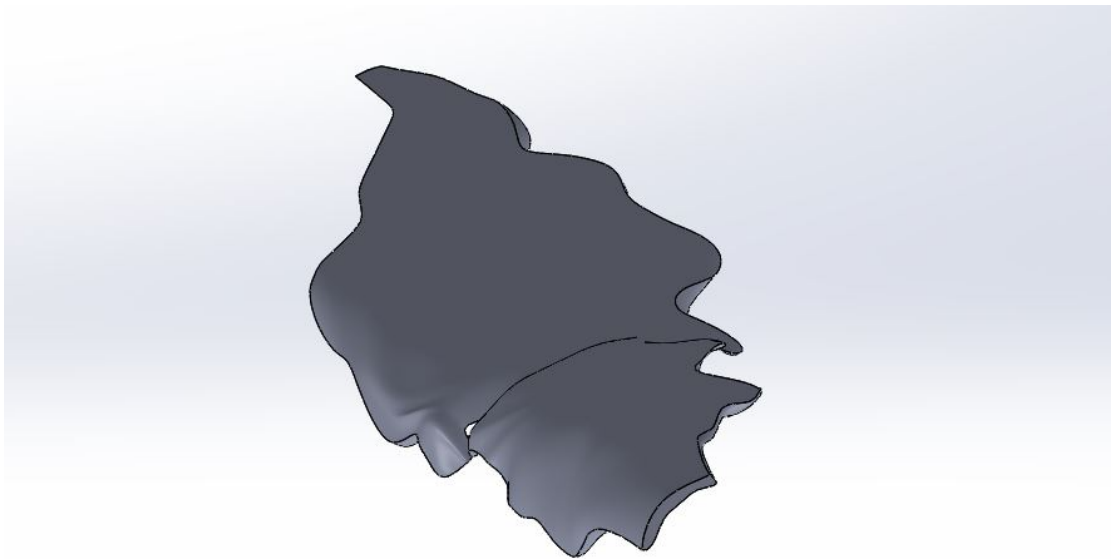


Figura 4.5: Vista superficial del sólido del tendón de origen.

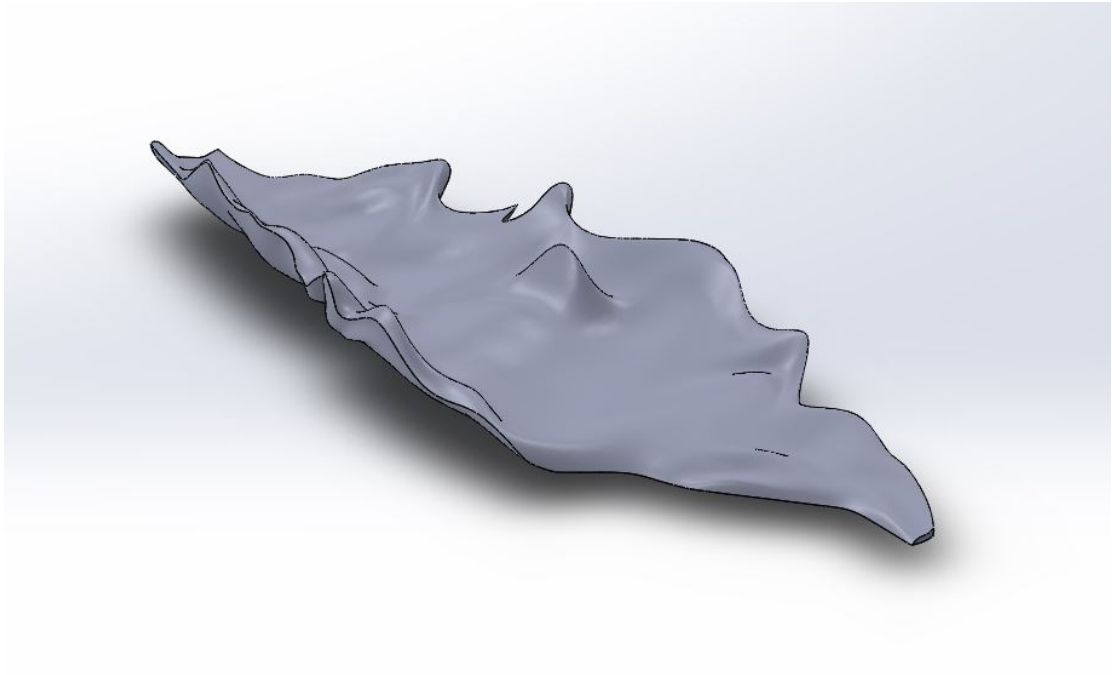


Figura 4.6: Vista de la superficie miotendinosa del sólido del tendón de origen.

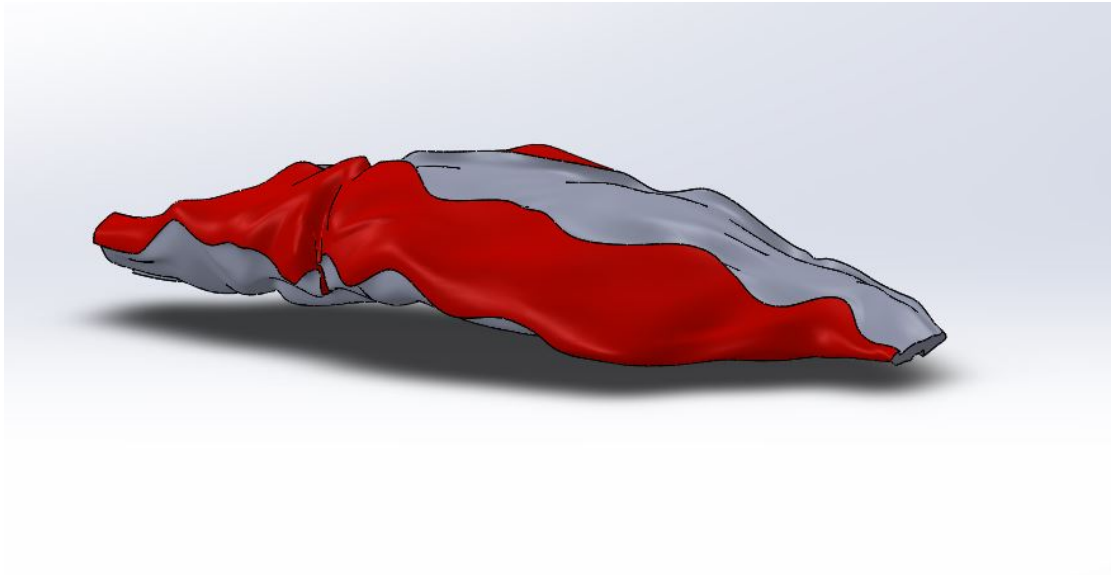


Figura 4.7: Sólido del vientre muscular.

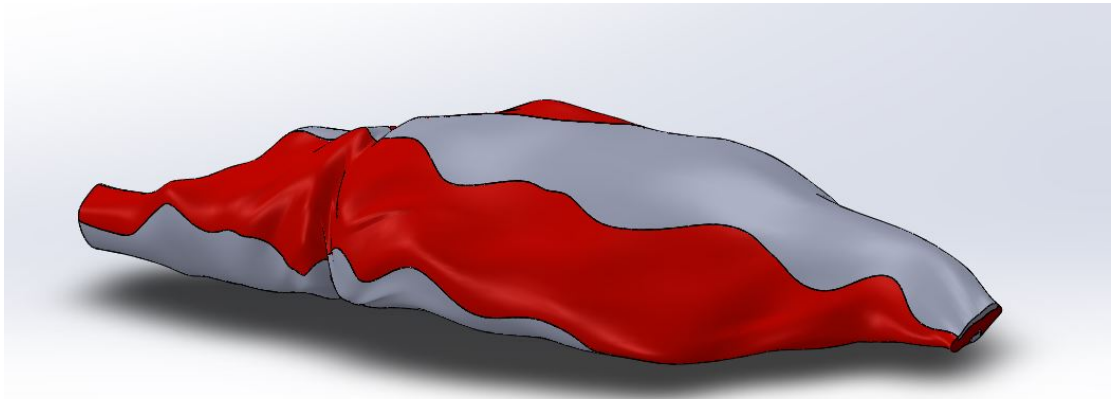


Figura 4.8: Ensamblaje completo del músculo con sus respectivos componentes.

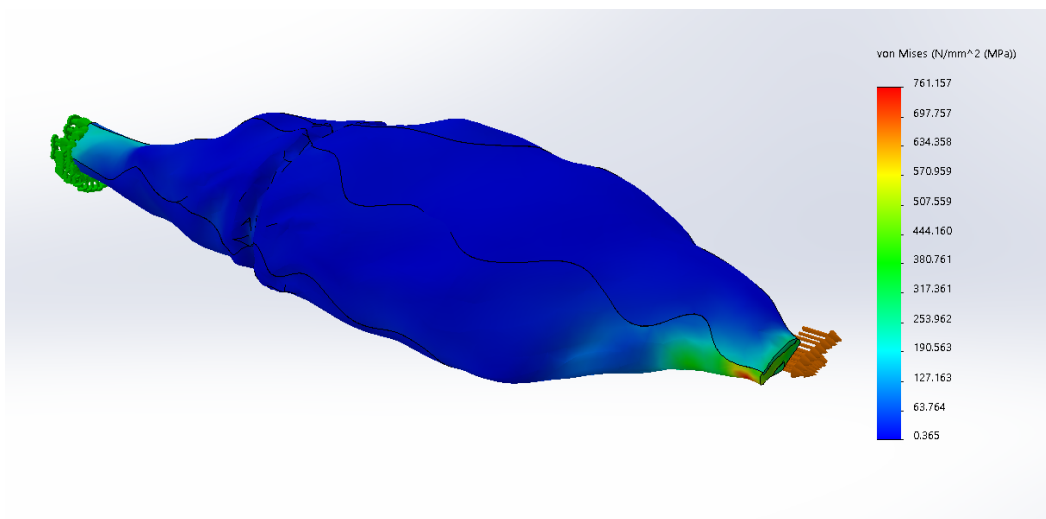


Figura 4.9: Distribución de tensiones en el músculo.

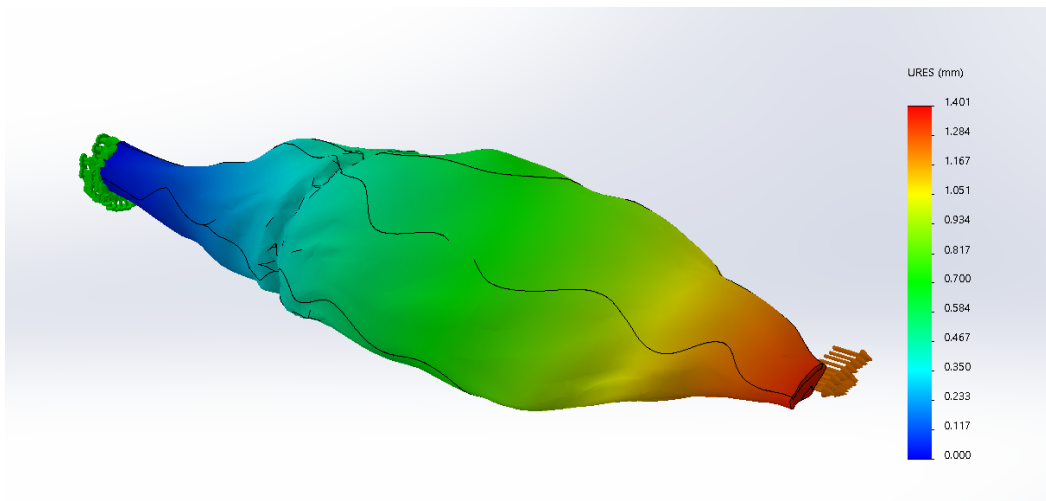


Figura 4.10: Deformaciones sufridas por el músculo.

Por otro lado, como resultado de la simulación realizada se ha obtenido un gráfico de la distribución de las tensiones en el músculo y un gráfico de las deformaciones sufridas por el mismo.

Capítulo 5

Discusión

El modelo del recto femoral obtenido mediante ecografía presenta algunas ventajas y desventajas frente a las técnicas normalmente usadas como son la resonancia magnética o el TAC.

Las imágenes obtenidas mediante RM o TAC tienen una definición anatómica muy elevada, lo que permite distinguir fácilmente entre las distintas estructuras (Zöllner et al., 2012). Por este motivo, existen diversos programas que permiten seleccionar solo la estructura de interés de forma automática en todos los cortes, lo que facilita el proceso.

Sin embargo, el método que se ha presentado es una técnica de bajo coste, puesto que la mayoría de centros hospitalarios cuentan con un equipo de ecografía que supone un menor desembolso que la compra de un equipo de RM o TAC (Peetrons, 2002). Además, se trata de una técnica rápida, no invasiva y que no tiene ningún efecto negativo conocido sobre el paciente, ni le produce malestar.

Este tipo de modelos permiten el desarrollo de simulaciones que pueden emplearse para estudiar patologías, comportamientos naturales del músculo o bien realizar una planificación pre o postquirúrgica (Desailly et al., 2011).

Hasta hace pocos años, los estudios orientados a evaluar el comportamiento del músculo como material, debían realizarse con ejemplares cadavéricos o modelos animales, lo que suponía una limitación, tanto por el gasto de recursos, como por la capacidad de representar el verdadero comportamiento de un músculo humano in vivo.

Estos modelos aportan también perspectivas imposibles de visualizar en estudios in vivo. Por todo ello, la aplicación de la metodología aquí presentada podría extender el uso de las simulaciones biomecánicas al entorno clínico como método diagnóstico rutinario.

Respecto a la gráfica de distribución de tensiones, podemos determinar que se concentran en las zonas de unión del tendón con el músculo en ambos extremos. Esto puede ser debido a que son los puntos donde el músculo se encuentra anclado y es sometido a la fuerza de tracción. Además, existe un punto donde las tensiones son

más elevadas, que coincide con un estrechamiento del músculo, lo cual puede provocar que por esa zona sea menos resistente. Dicha zona coincide con el extremo distal, donde suelen darse algunas lesiones (Van der Linden et al., 1994).

Respeto al gráfico de deformaciones, podemos determinar que las mayores deformaciones son sufridas por el músculo en la zona más cercana a la carga. La deformación va disminuyendo a medida que se aleja de la carga, llegando a ser prácticamente nula en la zona de sujeción. Esta observación podría tener relación con los resultados de las intervenciones realizadas sobre el recto femoral en pacientes con rigidez de rodilla en casos de parálisis cerebral. Esta simulación y la realización de otras complementarias podría ser de interés en el estudio de la evolución de los pacientes tras la operación o bien para analizar la intervención y sus posibles mejoras.

En diversos estudios se emplean modelos que no representan fielmente la anatomía humana (Siebert et al., 2015). Estos modelos, que en muchas ocasiones son simples formas geométricas, no tienen en cuenta las irregularidades del músculo, sus estrecheces o zonas donde los tendones se insertan dentro del músculo. Todo ello resulta de gran importancia en el desarrollo de las lesiones relacionadas y por lo tanto, en su estudio. Como ejemplo concreto, las zonas de unión de los tendones en el músculo, son zonas propensas a sufrir lesiones, por lo que su estudio resulta de gran interés. En definitiva, se ha demostrado que dichas simplificaciones no muestran con precisión el comportamiento real del músculo (Caramella & Bertolozzi, 2012). Por todo ello, cabe destacar que los estudios llevados a cabo en este trabajo han tenido en cuenta la estructura anatómica real del músculo y sus componentes, ofreciendo unos resultados más exactos que usando una geometría simplificada (Asakawa, 2004).

5.1. Limitaciones del estudio

En este caso, para la obtención del modelo mediante la ecografía, es necesario trazar manualmente las ROI que delimitan la estructura en cada uno de los fotogramas. Esto resulta una tarea tediosa y repetitiva, que además requiere que el trazado sea realizado por un profesional que sepa identificar las diferentes estructuras en la imagen ecográfica.

Por otro lado, las ondas emitidas por la sonda del ecógrafo se van atenuando a medida que atraviesan distintos tejidos, lo cual, unido al ruido, distorsiona y produce artefactos en las imágenes. La distorsión y los artefactos en las imágenes provocan que la posterior reconstrucción no sea uniforme, requiriendo un mayor preprocesado, lo que a su vez requiere más tiempo y recursos.

El modelado de las características mecánicas del tejido muscular es de una alta complejidad, por lo que en este estudio se ha optado por realizar una simplificación, aproximando su comportamiento al de un material hiperelástico por el modelo de Mooney-Rivlin (Teran et al., 2003).

En este estudio, no se ha realizado ninguna aproximación de la fuerza generada por las distintas fibras musculares, por lo que los resultados no coinciden exactamente

con la clínica, sino que corresponderían con el comportamiento de un músculo estirado en reposo, es decir, en estiramiento pasivo. SolidWorks cuenta con limitaciones a la hora de desarrollar estudios no lineales con materiales de las características del músculo. Programas como Abaqus son más eficaces a la hora de desarrollar este tipo de simulaciones, donde es necesario definir diferentes propiedades para cada uno de los elementos finitos (Ansari et al., 2007). Dicho programa, permite también tener en cuenta el ángulo de pennación con el que se orientan las fibras musculares, algo importante a la hora de simular la contracción muscular.

Sin embargo, la realización de simulaciones más detalladas requiere el desarrollo de una formulación de elevada complejidad, donde en muchos casos se requiere utilizar constantes obtenidas experimentalmente con equipos sofisticados. Por otro lado, requieren unos recursos de hardware y tiempo muy elevados, lo que evita que sean posibles de realizar en cualquier equipo.

5.2. Desarrollo futuro

Como desarrollo futuro podría utilizarse el método aquí descrito para obtener modelos de otros músculos de interés.

También podrían realizarse simulaciones de mayor grado, donde el nivel de detalle sea mayor y se tenga en cuenta la orientación de las fibras musculares y la fuerza realizada por las mismas. Esto permitiría obtener resultados de mayor precisión y concretos para los distintos tipos de contracciones.

Capítulo 6

Conclusiones

Se ha realizado un modelo mecánico de comportamiento muscular de tres componentes: inserción tendinosa proximal, inserción tendinosa distal y vientre muscular, tomado a partir de la realidad anatómica del paciente mediante ecografía.

Por otro lado, se ha realizado una simulación aproximando el comportamiento del músculo como material hiperelástico, que correspondería al comportamiento del músculo en una situación de estiramiento pasivo.

Bibliografía

- [1] Garrett Jr, W. E. (1995). Muscle strain injuries. *The American journal of sports medicine*, 24(6 Suppl), S2.
- [2] Rehorn, M. R., & Blemker, S. S. (2010). The effects of aponeurosis geometry on strain injury susceptibility explored with a 3D muscle model. *Journal of biomechanics*, 43(13), 2574-2581.
- [3] Lieber, R. L., & Friden, J. (1993). Muscle damage is not a function of muscle force but active muscle strain. *Journal of Applied Physiology*, 74(2), 520-526.
- [4] Van der Linden, B. J. J. J., Koopman, H. F. J. M., Grootenboer, H. J., & Huijing, P. A. (1998). Modelling functional effects of muscle geometry. *Journal of Electromyography and kinesiology*, 8(2), 101-109.
- [5] Blemker, S. S., & Delp, S. L. (2005). Three-dimensional representation of complex muscle architectures and geometries. *Annals of biomedical engineering*, 33(5), 661-67.
- [6] Zöllner, A., Abilez, O. J., Böhl, M., & Kuhl, E. (2012). Stretching skeletal muscle: Chronic muscle lengthening through sarcomerogenesis. *PloS One*, 7(10), 1.
- [7] Caramella, D., & Bartolozzi, C. (2012). 3D image processing: techniques and clinical applications. Springer Publishing Company, Incorporated.
- [8] Siebert T, Leichsenring K, Rode C, Wick C, Stutzig N, Schubert H, Blickhan R & Bol M. (2015). Three-Dimensional Muscle Architecture and Comprehensive Dynamic Properties of Rabbit Gastrocnemius, Plantaris and Soleus: Input for Simulation Studies. *PLoS ONE* 10, e0130985.
- [9] Schindelin, J., Arganda-Carreras, I., Frise, E., Kaynig, V., Longair, M., Pietzsch, T., Preibisch, S., Rueden, C., Saalfeld, S., Schmid, B., Tinevez, J., White, D., Hartenstein, V., Eliceiri, K., Tomancak, P. and Cardona, A. (2012). Fiji: an open-source platform for biological-image analysis. *Nature Methods*, 9(7), pp.676-682.
- [10] Solidworks.es. (2017). Análisis por elementos finitos. [online] Disponible en: <https://www.solidworks.es/sw/products/simulation/finite-element-analysis.htm> [Accedido 18 Jun. 2017].
- [11] Huxley, A. F., & Simmons, R. M. (1971). Proposed mechanism of force generation in striated muscle. *Nature*, 233(5321), 533-538.

- [12] Desailly, E., Khouri, N., Sardain, P., Yepremian, D. and Lacouture, P. (2011). Rectus femoris transfer and musculo-skeletal modeling: Effect of surgical treatment on gait and on rectus femoris kinematics. *Gait & Posture*, 34(4), pp.519-523.
- [13] Asakawa, D., Blemker, S., Rab, G., Bagley, A. and Delp, S. (2004). THREE-DIMENSIONAL MUSCLE-TENDON GEOMETRY AFTER RECTUS FEMORIS TENDON TRANSFER. *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, 86(2), pp.348-354.
- [14] Meshlab.net. (2017). MeshLab. [online] Disponible en: <http://www.meshlab.net/> [Accedido 18 Jun. 2017].
- [15] Hill, A. V. (1938). "The heat of shortening and the dynamic constant of muscles", *Proc. Roy. Soc.* 126B, 136-195.
- [16] Huxley, H.E. (2000). "Past, present, and future experiments on muscle" *Phil. Trans. R. Soc. Lond.*, 355, 539-543.
- [17] Cox, S. L., Mithraratne, K., & Smith, N. P. (2007). An anatomically based finite element model of the lower limbs in the seated posture. *Conference Proceedings : ...Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference*, 2007, 6327-6330.
- [18] Payne, T., Mitchell, S., Bibb, R., & Waters, M. (2015). Development of novel synthetic muscle tissues for sports impact surrogates. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 41, 357-374.
- [19] Nazari, M. A., Perrier, P., Chabanas, M., & Payan, Y. (2010). Simulation of dynamic orofacial movements using a constitutive law varying with muscle activation. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 13(4), 469-482.
- [20] Silva, M. E. T., Brandão, S., Parente, M. P. L., Mascarenhas, T., & Natal Jorge, R.M. (2017). Biomechanical properties of the pelvic floor muscles of continent and incontinent women using an inverse finite element analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 20(8), 842-852.
- [21] Wakabayashi, I., Itoi, E., Sano, H., Shibuya, Y., Sashi, R., Minagawa, H., & Kobayashi, M. (2003). Mechanical environment of the supraspinatus tendon: a two-dimensional finite element model analysis. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 12(6), 612-617.
- [22] Alapan, Y., Sezer, S., Demir, C., Kaner, T., & İnçeoğlu, S. (2014). Load sharing in lumbar spinal segment as a function of location of center of rotation. *Journal of Neurosurgery.Spine*, 20(5), 542-549.
- [23] Riewald, S. and Delp, S. (2008). The action of the rectus femoris muscle following distal tendon transfer: does it generate knee flexion moment?. *Developmental Medicine & Child Neurology*, 39(2), pp.99-105.
- [24] Spyrou, L. & Aravas, N. (2011). Muscle and Tendon Tissues: Constitutive Modeling and Computational Issues. *Journal of Applied Mechanics*, 78(4), p.041015.

- [25] Lemos, R., Rokne, J., Baranoski, G., Kawakami, Y. & Kurihara, T. (2005). Modeling and simulating the deformation of human skeletal muscle based on anatomy and physiology. *Computer Animation and Virtual Worlds*, 16(3-4), pp.319-330.
- [26] Peetrons, P. (2002). Ultrasound of muscles. *European radiology*, 12(1), 35-43.
- [27] Ansari, M., Lee, S. K., & Cho, C. D. (2007). Hyperelastic muscle simulation. In *Key Engineering Materials* (Vol. 345, pp. 1241-1244). Trans Tech Publications.
- [28] Teran, J., Blemker, S., Hing, V., & Fedkiw, R. (2003, July). Finite volume methods for the simulation of skeletal muscle. In *Proceedings of the 2003 ACM SIGGRAPH/Eurographics symposium on Computer animation* (pp. 68-74). Eurographics Association.

